



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Gebrauchsmusterschrift
10 DE 201 08 764 U 1

51 Int. Cl.7:
A 61 F 2/04

21	Aktenzeichen:	201 08 764.2
22	Anmeldetag:	25. 5. 2001
47	Eintragungstag:	29. 11. 2001
43	Bekanntmachung im Patentblatt:	10. 1. 2002

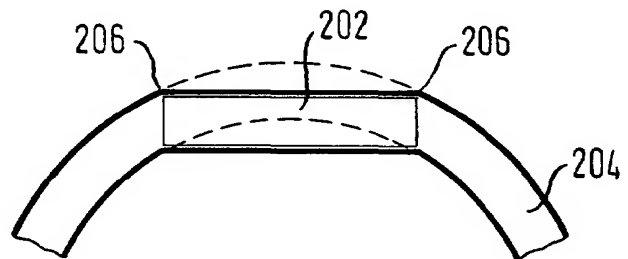
DE 201 08 764 U 1

73 Inhaber:
Medinol Ltd., Tel Aviv, IL

74 Vertreter:
Patent- und Rechtsanwälte Bardehle, Pagenberg,
Dost, Altenburg, Geissler, Isenbruck, 81679
München

54 Stent

57 Stent zum Offenhalten eines Blutgefäßes, aufweisend:
a) einen ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich (301e), wobei der erste eine Schlaufe enthaltende Bereich im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wobei die Schlaufen in dem eine erste Schlaufe enthaltenden Bereich mit einer ersten Frequenz auftreten;
b) ein zweiter eine Schlaufe enthaltender Bereich (301o), wobei der zweite eine Schlaufe enthaltende Bereich im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wobei die Schlaufen in dem zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich ebenfalls mit einer ersten Frequenz auftreten; und
c) ein dritter eine Schlaufe enthaltender Bereich (513, 516, 519, 522, 525, 528) wobei die Schlaufen in dem dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereich mit einer zweiten Frequenz auftreten, die höher als die erste Frequenz ist, welcher in dem im Allgemeinen umfänglichen Raum zwischen den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen angeordnet ist und alternierend mit den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen verbunden ist,
d) wobei die Schlaufen in den ersten, zweiten und dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen angeordnet und angepasst sind, um derartig zusammenzuwirken, dass, wenn der expandierte Stent sich in einem gebogenen Lumen befindet, Zellen auf der Außenseite der Biegung in der Länge geöffnet werden, sich aber umfänglich verengen werden, während Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen werden, umfänglich aber breiter werden.



DE 201 08 764 U 1

20108764.2
Medinol Ltd.

7. August 2001
K35945GBM AI/No/rd

GEBIET DER ERFINDUNG

Die vorliegende Erfindung betrifft Stents im allgemeinen, welche Endoprothesen
5 sind, die in Gefäßen innerhalb des Körpers, so wie Blutgefäße, implantiert werden, um die Gefäße zu unterstützen oder offen zu halten, oder um andere Endoprothesen in den Gefäßen zu sichern und zu stützen. Insbesondere betrifft die vorliegende Erfindung einen Stent, welcher vor und nach Expansion in Längsrichtung flexibel ist.

10

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

Verschiedene Stents sind im Stand der Technik bekannt. Typischerweise haben Stents im allgemeinen die Form einer Röhre und sind expandierbar von einem
15 relativ kleinen, unexpandiertem Durchmesser zu einem großen, expandiertem Durchmesser. Zur Implantation wird der Stent typischerweise auf das Ende eines Katheters montiert, wobei der Stent in seinem relativ kleinen, unexpandiertem Durchmesser auf dem Katheter gehalten wird. Durch den Katheter wird der unexpandierte Stent durch das Lumen zum beabsichtigten Implantationsort geleitet.
20 Wenn der Stent am beabsichtigten Implantationsort ist, wird er expandiert, typischerweise entweder durch eine innere Kraft, z.B. durch Aufblasen eines Ballons auf der Innenseite des Stents, oder durch Zulassen einer Selbstexpansion des Stents, z.B. durch Beseitigung einer Muffe vom selbstexpandierbaren Stent herum, wobei zugelassen wird, dass der Stent nach außen hin expandiert. In jedem
25 Fall widersteht der expandierte Stent der Neigung des Gefäßes sich zu verengen, wodurch das Offensein des Gefäßes beibehalten wird.

US-Patent Nr. 5,733,303 von Israel et al. („'303“), welches ausdrücklich durch Bezugnahme aufgenommen wird, zeigt einen einzigartigen, aus einer Röhre ge-

bildeten Stent mit einer gemusterten Form, welcher erste und zweite Meander-
muster aufweist mit Achsen, die sich in ersten und zweiten Richtungen erstrecken.
Die zweiten Meandermuster sind mit den ersten Meandermustern verschlungen,
um flexible Zellen zu bilden. Stents wie diese sind sehr flexibel in ihrem unex-
pandierten Zustand, so dass sie leicht in gewundene Lumen hinuntergeführt wer-
den können. Nach Expansion gewährleisten diese Stents exzellente radiale Stüt-
5 zung, Stabilität und Bedeckung der Gefäßwand. Diese Stents sind außerdem an-
passungsfähig derart, dass sie sich der Form der Gefäßwand während der Implan-
tation anpassen. Es ist leicht erkennbar, dass natürlich, wenn der z. B. in Fig. 8
10 gezeigte Stent davon in einem gebogenen Lumen expandiert wird, Zellen auf der
Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber in der Breite veren-
gen, wohingegen Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkür-
zen, aber in der Breite verdicken, um eine Dichte eines Stentelementbereichs auf-
rechtzuerhalten, welche viel konstanter als anderenfalls zwischen der Innenseite
15 und der Außenseite der Biegung ist.

Ein Merkmal von Stents mit einer zellularen Gitterstruktur wie dieser ist jedoch,
dass sie nach Expansion eine begrenzte Flexibilität in Längsrichtung haben, was
in besonderen Anwendungen ein Nachteil sein kann. Diese begrenzte Flexibilität
20 in Längsrichtung kann am Ende des Stents und entlang des Stents Spannungspunkte verursachen. Herkömmliche Gitter-Stents wie der in US-Patent 4,733,665
gezeigte, kann einfach keine Flexibilität in Längsrichtung aufweisen, wie in Fig.
1, einem schematischen Diagramm eines herkömmlichen Stents 202 in einem ge-
bogenen Gefäß 204, dargestellt ist.

25

Um einen Stent zu implantieren kann dieser durch einen Ballonkatheter zum ge-
wünschten Ort befördert werden, wenn der Stent in einem unexpandierten Zu-
stand ist. Der Ballonkatheter wird dann aufgeblasen, um den Stent zu expandie-
ren, wodurch der Stent in Plazierung befestigt wird. Aufgrund der hohen Aufblas-
30 drücke des Ballons – bis zu 20 atm – bewirkt der Ballon, dass das gebogene Gefäß
204 und sogar dass ein in Längsrichtung flexibler Stent gerade wird, wenn er auf-

geblasen wird. Wenn der Stent aufgrund der Konfiguration seines Gitters nach der Expansion relativ fest ist oder wird, dann bleibt oder neigt der Stent in derselben oder im wesentlichen in derselben Form zu bleiben nach der Deflation des Ballons. Die Arterie versucht jedoch zurückzukehren zu ihrer natürlichen Biegung
5 (angezeigt durch gestrichelte Linien) in Fig. 1 mit Bezug auf einen herkömmlichen Gitter-Stent. Die Fehlanpassung zwischen der natürlichen Biegung der Arterie und dem mit einem Stent gerade ausgerichteten Bereich der Arterie kann Spannungskonzentrationspunkte 206 an den Enden des Stents hervorrufen, und Spannung entlang der gesamten Stentlänge. Das Herzgefäßsystem kann zusätzli-
10 che Spannung auf Stents auferlegen, da das Herzgefäßsystem mit jedem Herzschlag sich um relativ erhebliche Beträge bewegt. Zum Zwecke der Illustration ist die Differenz zwischen der Biegung des Gefäßes und dem gerade ausgerichteten Stent in Fig. 1 übertrieben worden.

15 US-Patent Nr. 5,807,404 von Richter, welches ausdrücklich durch Referenz mit-
einbezogen wird, zeigt einen weiteren Stent, welcher besonders geeignet ist zur
Implantation in gebogenen Arterienbereichen oder Mündungsbereichen. Dieser
Stent kann angrenzend an das Ende des Stents Bereiche mit einer größeren Bie-
gungsflexibilität beinhalten als die verbleibende axiale Länge des Stents. Während
20 diese Modifikation am Ende des Stents die Spannung an den Endpunkten lindert,
beseitigt sie nicht die Spannung entlang der gesamten Länge des Stents.

Verschiedene Stents sind bekannt, die nach Expansion Flexibilität in Längsrich-
tung beibehalten. Z.B. zeigen US-Patent Nrn. 4,886,062 und 5,133,732 von Wik-
25 tor („die Wiktor '062 und '732 Patente“) verschiedene aus Draht gebildete Stents,
wobei der Draht ursprünglich in ein Band von Zick-Zacks, welche Serpentin-
muster bilden, geformt wird, und dann das Zick-Zack-Band in einen schrauben-
förmigen Stent gewickelt wird. Die Stents werden expandiert durch eine innere
Kraft, z.B. durch Aufblasen eines Ballons.

Die gewickelten Zick-Zack-Stents, die in Fig. 1 bis 6 der Wiktor '062- und '732-Patente dargestellt sind, sind sowohl in expandiertem als auch in unexpandiertem Zustand in Längsrichtung flexibel, so dass sie leicht in gewundene Lumen hinuntergeführt werden können, und so dass sie relativ eng in Übereinstimmung sind zu
5 der Nachgiebigkeit des Gefäßes nach dem Einsatz. Während diese Stents flexibel sind, weisen sie außerdem nach Expansion eine relativ instabile Stützung auf. Weiter lassen diese Stents große Bereiche der Gefäßwand unbedeckt zurück, wobei zugelassen wird, dass Gewebe und Plaque in das Lumen des Gefäßes einfallen.

10

Deshalb ist es wünschenswert einen Stent zu haben, welcher vor Expansion Flexibilität in Längsrichtung aufweist, so dass er leicht in gewundene Lumen hinuntergeführt werden kann, und Flexibilität in Längsrichtung nach Expansion, so dass er der natürlichen Flexibilität und Biegung des Gefäßes entgegenkommen kann,
15 währenddessen er immer noch eine kontinuierliche stabile Bedeckung der Gefäßwand vorsieht, die in das Lumen sackendes Gewebe auf ein Minimum reduzieren wird.

ZIELE UND ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

20

Dementsprechend ist es ein Ziel der Erfindung, einen Stent vorzusehen, der vor Expansion in Längsrichtung flexibel ist, so dass er leicht in gewundene Gefäße hinuntergeführt werden kann und nach Expansion in Längsrichtung flexibel bleibt, so dass er jegliche Spannungspunkte im wesentlichen beseitigen wird
25 durch Entgegenkommen mit der Flexibilität des Gefäßes und Annehmen der natürlichen Biegung des Gefäßes.

Ein weiteres Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, einen Stent vorzusehen, der nach Zuführung in Längsrichtung flexibel ist, so dass er während der Zyklen des
30 Herzschlages nachgibt, um zyklische Spannung an den Enden des Stents und entlang des Stents zu reduzieren.

Ein weiteres Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, einen Stent vorzusehen mit einem geschlossenen Zellmuster, so dass er gute Bedeckung und Stützung für die Gefäßwand nach Expansion vorsieht.

5

Andere Vorteile der vorliegenden Erfindung werden für Fachleute offensichtlich.

In Übereinstimmung mit diesen Zielen ist ein Stent der vorliegenden Erfindung geformt, um eine Röhre auszubilden mit einer gemusterten Form, welche erste
10 und zweite Meandermuster aufweist mit Achsen, die sich in eine erste und zweite Richtung erstrecken, wobei die zweiten Meandermuster mit den ersten Meandermustern verschlungen sind.

In Übereinstimmung mit einer Ausführungsform der Erfindung bilden die verschlungenen Meandermuster Zellen, welche drei Punkte aufweisen, an welchen
15 sich die ersten und zweiten Meandermuster treffen, und welche in diesem Sinne trianguläre Zellen genannt werden können. Diese dreieckigen oder triangulären Zellen sind flexibel um die longitudinale Achse des Stents nach Expansion. Diese triangulären Zellen sehen eine vergleichbare Abstützung und radiale Festigkeit
20 vor im Vergleich zu Zellen, welche durch verschlungene Meandermuster gebildet sind, welche vier Punkte aufweisen, an welchen sich erste und zweite Meandermuster treffen, und welche in diesem Sinne rechteckige Zellen genannt werden können.

25 In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung werden Bänder aus Zellen entlang der Länge des Stents vorgesehen. Die Bänder aus Zellen alternieren zwischen Zellen, die vorzugsweise angepasst sind, um die radiale Stützung zu verstärken, und Zellen, die vorzugsweise angepasst sind, um nach Expansion die Flexibilität in Längsrichtung zu verstärken.

30

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung sind die ersten Meandermuster angepasst, um jegliches „Ausschweifen“ der Schlaufen der ersten Meandermuster während der Zuführung des Stents zu verhindern.

- 5 Ein Stent gemäß der Erfindung behält die Flexibilität in Längsrichtung, die mit dem zellularen '303-Stent in seinem unexpandierten Zustand in Verbindung gebracht wird, und weist eine erhöhte Flexibilität in Längsrichtung in expandiertem Zustand auf. Der Stent gewährleistet dies ohne ein Opfer an Abstützung – d. h. eine Bedeckung der Gefäßwand – oder radialer Stützung.

10

- In dieser und anderen Ausführungsformen sind Zellen, die durch die Meandermuster gebildet werden, derartig, dass, wenn der expandierte Stent während er im Inneren eines Lumens ist, gebogen wird, sich die Zellen auf der Außenseite der Biegung in der Länge öffnen, sich aber in der Breite verengen, während die Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber in der Breite verdicken, so dass der Bereich der Zelle und die Dichte der Streben konstanter als in anderen Fällen verbleiben. Dies resultiert im Aufrechterhalten einer konstanten Dichte von Stentelementen im Kontakt mit dem Lumen, ungeachtet der Platzierung auf der Innenseite oder Außenseite eines gebogenen Bereichs. Wenn der Stent mit einer Medizin beschichtet ist, wird wiederum eine gleichmäßigere Dosis auf die innere Wand des Lumens aufgebracht, was die Möglichkeit vermeidet, dass eine toxische Dosis auf einen Bereich zugeführt wird, während eine weniger effektive Dosis auf einen anderen Bereich aufgebracht wird.
- 15
- 20

25

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

Fig. 1 zeigt ein schematisches Diagramm eines herkömmlichen unbiegsamen Stents, eingesetzt in einem gebogenen Lumen;

Fig. 2 zeigt ein schematisches Diagramm eines Stents der vorliegenden Erfindung, eingesetzt in einem gebogenen Lumen;

30

- Fig. 3 zeigt ein Muster für einen Stent, hergestellt in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung;
- Fig. 4 zeigt eine vergrößerte Ansicht einer Zelle des Musters von Fig. 3;
- Fig. 5 zeigt ein Muster für einen Stent, hergestellt in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung;
- Fig. 6 zeigt eine vergrößerte Ansicht einer Zelle des Musters von Fig. 5;
- Fig. 7 zeigt ein Muster für einen Stent, hergestellt in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung;
- Fig. 8 zeigt eine vergrößerte Ansicht einer Zelle, die im Muster von Fig. 7 verwendet wird;
- Fig. 9 zeigt eine vergrößerte Ansicht einer weiteren Zelle, die in Fig. 7 verwendet wird;
- Fig. 10 zeigt einen schematischen Vergleich einer viereckigen oder „rechteckigen Zelle“ und einer dreieckigen oder „triangularen“ Zelle der vorliegenden Erfindung;
- Fig. 11 zeigt ein Muster für einen Stent, der gemäß den Prinzipien der Erfindung konstruiert wurde, welcher entlang seiner Länge eine variable Geometrie aufweist;
- Fig. 12 zeigt ein weiteres Muster für einen Stent, der gemäß den Prinzipien der Erfindung konstruiert wurde;
- Fig. 13 zeigt ein weiteres Muster für einen Stent, der gemäß den Prinzipien der Erfindung konstruiert wurde;
- Fig. 14 zeigt die Expansion eines Abschnitts eines horizontalen Meandermusters, welches gemäß den Prinzipien der Erfindung konstruiert wurde;
- Fig. 15 zeigt eine Ansicht der Form einer einzelnen Zelle auf der Außenseite einer Biegung, welche auf der gleichen Zelle auf der Innenseite einer Biegung überlagert wird.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

Fig. 2 zeigt ein schematisches Diagramm eines in Längsrichtung flexiblen Stents 208 der vorliegenden Erfindung. Der Stent 208 kann zu einem gebogenen Gefäß 210 durch einen Ballonkatheder zugeführt und in der Arterie durch Aufblasen des Ballons implantiert werden. Wie oben beschrieben verursacht der Ballon, dass die

5 Arterie beim Aufblasen des Ballons gerade wird. Bei der Deflation des Ballons nimmt der Stent 208 jedoch die natürliche Biegung des Gefäßes 210 an, da er nach der Expansion in Längsrichtung flexibel ist und bleibt. Dies reduziert jegliche potentielle Spannungspunkte an den Enden des Stents und entlang der Länge des Stents. Da der Stent nach der Expansion in Längsrichtung flexibel ist, wird

10 der Stent weiter in Längsrichtung mit dem Gefäß nachgeben während der durch den Herzschlag verursachten Zyklen. Dies reduziert außerdem jegliche zyklische Spannung an den Enden des Stents und entlang der Länge des Stents.

Fig. 3 zeigt ein Muster eines Stents gemäß der vorliegenden Erfindung. Dieses

15 Muster kann aus bekannten Materialien konstruiert werden, wie z.B. rostfreier Stahl, aber er ist besonders geeignet aus NiTi konstruiert zu werden. Das Muster kann dadurch gebildet werden, daß eine flache Platte aus NiTi in das gezeigte Muster geätzt wird. Die flache Platte wird in einen Stent geformt durch Rollen der geätzten Platte in die Form einer Röhre und durch Zusammenschweißen der

20 Kanten der Platte, um einen röhrenförmigen Stent zu bilden. Die Einzelheiten dieser Methode, einen Stent zu bilden, welche gewisse Vorteile aufweist, sind in US-Patent Nrn. 5,836,964 und 5,997,973 offenbart, welche hiermit ausdrücklich durch Bezugnahme einbezogen werden. Andere in Fachkreisen bekannte Methoden, wie Laserbearbeitung einer Röhre oder Ätzen einer Röhre, können ebenfalls

25 verwendet werden, um einen Stent zu konstruieren, welcher die vorliegende Erfindung verwendet. Nach Bildung der Form einer Röhre, wird der NiTi-Stent wärmebehandelt wie in Fachkreisen bekannt, um Nutzen aus den Shape-Memory-Eigenschaften von NiTi und seiner Superelastizität zu ziehen.

30 Das Muster 300 wird gebildet aus einer Vielzahl von zwei rechtwinkligen Meandermustern, wobei diese Muster miteinander verschlungen sind. Der Begriff

„Meandermuster“ wird hierin verwendet, um ein periodisches Muster um eine Mittellinie zu beschreiben, und „orthogonale Meandermuster“ sind Muster, deren Mittellinien orthogonal zueinander sind.

- 5 Ein Meandermuster 301 ist eine vertikale Sinuskurve mit einer vertikalen Mittellinie 302. Es wird erkannt werden, dass dies keine perfekte Sinuskurve ist, sondern nur eine Annäherung daran. Daher bezieht sich der Begriff Sinuskurve, wie hier verwendet, auf ein periodisches Muster, welches positiv und negativ symmetrisch um eine Achse variiert; es muss keine perfekte Sinusfunktion sein. Ein
- 10 Meandermuster 301 hat zwei Schleifen 304 und 306 pro Periode, wobei Schleifen 304 nach rechts öffnen, während die Schleifen 306 nach links öffnen. Schleifen 304 und 306 teilen gemeinsame Elemente 308 und 310, wobei Element 308 eine Schleife 304 mit ihrer folgenden Schleife 306 verbindet, und Element 308 eine Schleife 306 mit ihrer folgenden Schleife 304 verbindet. Die vertikale Sinuskurve des Meandermusters 301 weist eine erste Frequenz auf.
- 15

Ein Meandermuster 312 (zwei von diesen sind zur Bezugnahme schattiert worden) ist ein horizontales Muster mit einer horizontalen Mittellinie 314. Ein horizontales Meandermuster 312 weist ebenfalls mit 316, 318, 320, 322 indizierte

20 Schleifen auf, und zwischen den Schleifen einer Periode ist ein mit 324 indizierter Bereich.

Auf eine andere Weise betrachtet sind diese Schleifen ein Teil einer vertikalen Sinuskurve 303, welche eine höhere Frequenz aufweist, als diejenige der Meandermuster 301. Vertikale Sinuskurven 301 wechseln mit vertikalen Sinuskurven

25 303 ab. Vertikale Sinuskurven 303 weisen eine zweite Frequenz auf, die höher als die erste Frequenz der vertikalen Meandermuster ist, d. h. Sinuskurven 301.

Das vertikale Meandermuster 301 ist in ungeraden und geraden (o und e) Versionen vorgesehen, welche 180° außer Phase zueinander sind. So liegt jeder nach

30 links öffnenden Schleife 306 des Meandermusters 301o eine nach rechts öffnende

Schleife 304 des Meandermusters 301e gegenüber, und einer nach rechts öffnenden Schleife 304 des Meandermusters 301o liegt eine nach links öffnende Schleife 306 des Meandermusters 301e gegenüber.

- 5 Das horizontale Meandermuster 312 ist ebenfalls in ungeraden und geraden Formen vorgesehen. Die geraden Bereiche 324 des horizontalen Meandermusters 312e kreuzen mit jedem dritten gemeinsamen Element 310 des geraden vertikalen Meandermusters 301e. Die geraden Bereiche 324 des horizontalen Meandermusters 312o kreuzen ebenfalls mit jedem dritten gemeinsamen Element 310 des
10 ungeraden vertikalen Meandermusters 301. Betrachtet als vertikale Sinuskurven 303, sind abwechselnde Sinuskurven 303 intermittierend mit den Meandermustern 301 gekoppelt. Z. B. sind zwischen Punkten 315 und 317, wo ein vertikales Muster 303 mit einem vertikalen Muster 301e gekoppelt ist, zwei Schleifen 306 und eine Schleife 304 des vertikalen Musters 301e und drei Schleifen 319 und zwei
15 Schleifen 321 des vertikalen Musters 303.

Dies entspricht zwei Zyklen eines Musters 301e und drei Zyklen eines Musters 303. Ähnlich sind zwischen zwei Punkten einer Kopplung zwischen vertikalem Muster 301o und vertikalem Muster 303 zwei Schleifen 304 und eine Schleife
20 306, welche wiederum zwei Zyklen ausbilden. Es wird drei Schleifen 321 und zwei Schleifen 319 geben, welche wiederum drei Zyklen des Musters 303 entsprechen.

Da diese Ausführungsform des Stents aus NiTi hergestellt ist, und er rückbiegbar
25 ist, wird er typischerweise selbst-expandierend sein. Bei der Expansion des Stents öffnen sich die Schleifen des vertikalen Meandermusters 301 in vertikaler Richtung. Dies verursacht, daß sie sich in horizontaler Richtung verkürzen. Die Schleifen im horizontalen Meandermuster 312 öffnen sich sowohl in vertikaler Richtung als auch in horizontaler Richtung, wobei die Verkürzung der Schleifen
30 der vertikalen Meandermuster kompensiert wird.

Es soll darauf hingewiesen werden, dass die Schleifen des horizontalen Meandermusters 312, welche Schleifen der vertikalen Muster 303 in der vorliegenden Erfindung sind, eine Verkürzung in einem selbst-expandierenden Stent in einer besonders effektiven Art und Weise vermeiden. Ein selbst-expandierender Stent, 5 welcher aus einer Legierung mit dem Shape-Memory-Effekt hergestellt ist, muss von einer expandierten Position auf eine komprimierte Position zur Einführung komprimiert werden. Wie in Fig. 7 gezeigt ist, schrumpft natürlich die Länge 606 des horizontalen Meandermusters (Breite des vertikalen Musters 330), aufgrund der Konfiguration der Schleifen 319 und 321 der horizontalen Meandermuster 10 312, wenn der Stent von einer expandierten Position 602 auf eine komprimierte Position 604 komprimiert wird. In Folge dessen werden die Schleifen 319 und 321 sich verlängern und für die Verkürzung der vertikalen Meandermuster 301e und 301o kompensieren, wenn sich der Stent expandiert, während sich die vertikalen Meandermuster 301e und 301o expandieren. Im Gegensatz dazu wird ein 15 horizontales Meandermuster mit solchen Formen wie N-Formen natürlich nicht in der Längsrichtung schrumpfen, wenn es von einer expandierten Position 608 auf eine komprimierte Position 610 komprimiert wird, wie in Fig. 14, gezeigt ist.

Ein Stent, welcher aus dem Muster von Fig. 3 gebildet und hergestellt aus NiTi 20 ist, ist besonders gut geeignet zur Verwendung in der Arterie der Halsschlagader oder anderen Lumen, die einem äußeren Druck unterliegen. Ein Grund ist, daß er rückbiegfähig ist, da der Stent aus NiTi gebildet ist, was eine wünschenswerte Eigenschaft für Stents ist, die in der Arterie der Halsschlagader plaziert sind. Der andere Grund ist, daß der Stent nach Fig. 3 eine exzellente Abstützung bietet, 25 welche in der Arterie der Halsschlagader besonders wichtig ist. Die Abstützung ist besonders wichtig in der Arterie der Halsschlagader, da losgerissene Partikel in der Arterie Embolien bewirken und einen Schlaganfall hervorrufen können.

Fig. 4 ist eine vergrößerte Ansicht einer flexiblen Zelle 500 des Musters nach Fig. 30 3. Jede flexible Zelle 500 beinhaltet: ein erstes Element 501 mit einem ersten Ende 502 und einem zweiten Ende 503; ein zweites Element 504 mit einem ersten

Ende 505 und einem zweiten Ende 506; ein drittes Element 507 mit einem ersten Ende 508 und einem zweiten Ende 509; und ein viertes Element 510 mit einem ersten Ende 511 und einem zweiten Ende 512. Das erste Ende 502 des ersten Elements 501 ist mit dem ersten Ende 505 des zweiten Elements 504 durch ein
5 erstes gebogenes Element 535 verbunden, um eine erste Schlaufe 530 zu bilden, das zweite Ende 506 des zweiten Elements 504 ist mit dem zweiten Ende 509 des dritten Elements 507 durch ein zweites gebogenes Element 536 verbunden, und das erste Ende 508 des dritten Elements 507 ist mit dem ersten Ende 511 des
10 vierten Elements 510 durch ein drittes gebogenes Element 537 verbunden, um eine zweite Schlaufe 531 zu bilden. Die erste Schlaufe 530 definiert einen ersten Winkel 543. Die zweite Schlaufe 531 definiert einen zweiten Winkel 544. Jede Zelle 500 beinhaltet außerdem ein fünftes Element 513 mit einem ersten Ende 514 und einem zweiten Ende 515; ein sechstes Element 516 mit einem ersten Ende 517 und einem zweiten Ende 518; ein siebtes Element 519 mit einem ersten Ende
15 520 und einem zweiten Ende 521; ein achtes Element 522 mit einem ersten Ende 523 und einem zweiten Ende 524; ein neuntes Element 525 mit einem ersten Ende 526 und einem zweiten Ende 527; und ein zehntes Element mit einem ersten Ende 529 und einem zweiten Ende 530. Das erste Ende 514 des fünften Elements 513 ist mit dem zweiten Ende 503 des ersten Elements 501 an zweiten Verbindungs-
20 punkten 542 verbunden, das zweite Ende 515 des fünften Elements 513 ist mit dem zweiten Ende 518 des sechsten Elements durch ein gebogenes Element 539 verbunden, um eine dritte Schlaufe 532 zu bilden, das erste Ende 517 des sechsten Elements 516 ist mit dem ersten Ende 520 des siebten Elements 519 durch ein
fünftes gebogenes Element 548 verbunden, das zweite Ende 521 des siebten Elements 519 ist mit dem zweiten Ende 524 des achten Elements 522 an einem drit-
25 ten Verbindungspunkt 540 verbunden, um eine vierte Schlaufe 533 zu bilden, das erste Ende 523 des achten Elements 522 ist mit dem ersten Ende 526 des neunten Elements 525 durch ein sechstes gebogenes Element 549 verbunden, das zweite Ende 526 des neunten Elements 525 ist mit dem zweiten Ende 530 des zehnten
30 Elements 528 durch ein siebtes gebogenes Element 541 verbunden, um eine fünfte Schlaufe 534 zu bilden, und das erste Ende 529 des zehnten Elements 528 ist mit

dem zweiten Ende 512 des vierten Elements 510 verbunden. Die dritte Schlaufe 532 definiert einen dritten Winkel 545. Die vierte Schlaufe 533 definiert einen vierten Winkel 546. Die fünfte Schlaufe 534 definiert einen fünften Winkel 547.

- 5 In der in Fig. 4 gezeigten Ausführungsform haben das erste Element 501, das dritte Element 507, das sechste Element 516, das achte Element 522 und das zehnte Element 528 im wesentlichen dieselbe Winkelausrichtung gegenüber der longitudinalen Achse des Stents, und das zweite Element 504, das vierte Element 510, das fünfte Element 513, das siebte Element 519, und das neunte Element 512
10 haben im wesentlichen dieselbe Winkelausrichtung gegenüber der longitudinalen Achse des Stents. In der in Fig. 4 gezeigten Ausführungsform sind die Längen der ersten, zweiten, dritten und vierten Elemente 501, 504, 507, 510 im wesentlichen gleich. Die Längen der fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elemente 513, 516, 519, 522, 525, 528 sind ebenfalls im wesentlichen gleich. An-
15 dere Ausführungsformen, wo die Längen der individuellen Elemente maßgeschneidert sind für besondere Anwendungen, Konstruktionsmaterialien oder Zuführungsmethoden sind ebenfalls möglich und können für diese zu bevorzugen sein.

Es kann gesehen werden, dass jede Zelle zwei Zyklen der niederfrequenten vertikalen Muster und drei Zyklen der höherfrequenten vertikalen Muster enthält.
20

Die ersten, zweiten, dritten und vierten Elemente 501, 504, 507, 510 können eine Breite aufweisen, die größer ist als die Breite der fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elemente 513, 516, 519, 522, 525, 528 in dieser Zelle.
25 Die verschiedenen Breiten der ersten, zweiten, dritten und vierten Elemente und der fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elemente in Bezug zueinander tragen bei zu der gesamten Flexibilität und dem Widerstand gegenüber radialer Kompression der Zelle. Die Breiten der verschiedenen Elemente können für spezielle Anwendungen maßgeschneidert werden. Z. B. kann das Verhältnis
30 der Breite ungefähr 50 % bis 70 % betragen. Die fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elemente können vorwiegend optimiert sein, um Flexi-

bilität in Längsrichtung vor und nach Expansion zu ermöglichen, während die ersten, zweiten, dritten und vierten Elemente vorwiegend optimiert sind, um ausreichenden Widerstand gegenüber radialer Kompression zu ermöglichen, um ein Gefäß offen zu halten. Obgleich besondere Elemente optimiert sind, um vorwiegend ein gewünschtes Merkmal zu ermöglichen, kooperieren alle Bereiche der Zelle interaktiv und tragen zu den Charakteristika des Stents bei.

Fig. 5 und 6 zeigen ein Muster und eine vergrößerte Ansicht einer Zelle einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, welche speziell angepaßt ist für einen aus rostfreiem Stahl hergestellten Stent. Das Muster ist ähnlich den Mustern von Fig. 3 und 4, und dieselben Bezugszeichen werden verwendet, um die sich im Wesentlichen entsprechenden Teile zu indizieren. Die Stents der Ausführungsformen von Fig. 5 und 6 werden normalerweise in konventioneller Weise durch einen Ballon expandiert werden.

Die Ausführungsformen der Fig. 3 und 5 können auch so angesehen werden, als wären sie aus hochfrequenten und niederfrequenten vertikalen Sinuskurvenmustern oder vertikalen eine Schlaufe enthaltenden Bereichen aufgebaut, welche im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet sind, und welche periodisch zwischenverbunden sind. Somit ist dort ein erster eine Schlaufe enthaltender Bereich mit Schlaufen, welcher mit einer ersten Frequenz auftritt, welcher sich entlang einer Linie 301 erstreckt, und ein zweiter eine Schlaufe enthaltender Bereich, welcher auch mit der ersten Frequenz auftritt, welcher sich entlang der Linie 302 erstreckt. Ein dritter eine Schlaufe enthaltender Bereich 303, welcher sich entlang der Linie 305 erstreckt, weist Schlaufen auf, welche mit einer zweiten Frequenz auftreten, die höher ist als die erste Frequenz. Er ist zwischen den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen angeordnet, und ist abwechselnd mit den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen verbunden. In der dargestellten Ausführungsform tritt die hohe Frequenz in einem Verhältnis von 3/2 zu der niedrigen Frequenz auf. Wie oben angemerkt, sind die höherfrequenten eine Schlaufe enthaltenden Elemente kleiner in der Breite. Die relativen

Breiten können derartig ausgewählt sein, dass die hochfrequenten Elemente auf den gleichen Durchmesser wie die niederfrequenten Elemente zusammendrückbar sind.

Ein Stent gemäss Anspruch 4, bei welchem die höherfrequenten Elemente eine
5 verbesserte Flexibilität vorsehen.

Weiterhin können die höherfrequenten vertikalen Muster von geringerer Breite in Elementen resultieren, welche eine geringere maximale Verformung aufweisen. Insbesondere liegt die untere maximale Verformung unterhalb der maximalen
10 Verformung ohne eine nicht-elastische Deformation für das Material des Stents. In dieser Ausführungsform, wo der Stent aus einem rostfreien Stahl hergestellt ist, befindet sich die untere maximale Verformung unterhalb von ungefähr 0,4 %, sogar für eine 150°-Biegung, wie durch eine Finite-Element-Analyse bestätigt wurde. Andererseits zeigt ein Stent des '303-Typs für einen äquivalenten Betrag
15 von Verbiegung eine maximale Verformung von 8 %. Somit wird, obwohl die erhöhte Flexibilität des Stents der vorliegenden Erfindung, zusätzlich zu einer besseren Übereinstimmung mit einem gebogenen Lumen, sich mit jedem Schlag des Herzens biegen wird. Die Verformung während der Herzschläge findet 8.000.000 Mal pro Jahr statt und kann weit oberhalb der elastischen Grenze sein,
20 ohne dass der Stent zerbricht. Da Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung die Verformung unterhalb der Grenze halten, bedeutet dies, dass der Stent der vorliegenden Erfindung mit dem Lumen, während das Herz schlägt, sich für viele Jahre ohne zu zerbrechen biegen kann.

25 Auch sind in dieser Ausführungsform der Erfindung z. B. die zweiten Schlaufen 531 verstärkt durch Verkürzung der dritten und vierten Elemente 507, 510. Dies hilft zu gewährleisten, dass die zweiten Schlaufen nicht während der Zuführung des Stents durch eine gewundene Anatomie "ausschweifen". Dieses "Ausschweifen" ist nicht ein Belang bei NiTi-Stents, welche während der Zuführung durch
30 eine Muffe bedeckt sind.

Weiter kann die Länge der Elemente in dieser Ausführungsform kürzer sein als die Länge der entsprechenden Elemente in der in den Fig. 3 und 4 dargestellten Ausführungsform. Typischerweise kann die in einem selbstexpandierbaren NiTi-Stent zulässige Größe der Belastung um 10 % betragen. Bei einem Stent aus rost-

5 freiem Stahl kann die zulässige Größe an Belastung typischerweise 20 % oder mehr betragen. Um es daher zu vereinfachen, daß aus NiTi hergestellte Stents und aus rostfreiem Stahl hergestellte Stents auf vergleichbare Durchmesser expandieren, können die Elemente des NiTi-Stents länger sein als die Elemente des Stents aus rostfreiem Stahl.

10

Wenn der Stent innerhalb eines gebogenen Lumens ist, wenn er expandiert wird, ist der Stent gebogen, wie in Fig. 2 gezeigt ist. Das Ergebnis dieser Verbiegung ist für eine einzelne Zelle 500 in Fig. 15 gezeigt. Die Zellen auf der Außenseite der Biegung öffnen in der Länge, verengen sich aber in der Breite, während die Zellen

15 auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, aber in der Breite verdicken. Im Ergebnis verbleibt die Dichte der Elemente pro Einheit des Oberflächenbereichs dichter zu dem verglichen mit einem nicht gebogenen expandierten Zustand, sowohl auf der Innenseite als auch auf der Außenseite der Biegung. Ähnlich, wie es aus Fig. 15 gesehen werden kann, verbleibt der Bereich der Zellen

20 konstanter als er ohne Kompensation sein würde. Dies resultiert im Aufrechterhalten einer konstanteren Dichte der Stentelemente im Kontakt mit dem Lumen, unberücksichtigt der Platzierung auf der Innenseite oder Außenseite eines gebogenen Bereichs. Wenn der Stent mit einer Medizin beschichtet ist, wird wiederum eine gleichmäßigere Dosis auf die Innenwand des Lumens aufgebracht, was die

25 Möglichkeit vermeidet, dass eine toxische Dosis auf einen Bereich geliefert wird, während eine weniger effektive Dosis auf einen weiteren Bereich aufgebracht wird. In einigen Fällen kann das Verhältnis zwischen einer toxischen Dosis und einer effektiven Dosis geringer als 10 : 1 sein.

30 Insbesondere sei beachtet, dass in Zellen auf der Außenseite der Biegung an den Verbindungspunkten 542 und 538 sich die Zelle öffnen wird, was die Länge der

Zelle erhöht. Zusätzlich werden die benachbarten Streben an den Verbindungspunkten 535, 536, 537, 539, 540 und 542 näher aneinander kommen, um zu bewirken, dass die Zelle schmaler in der Breite wird oder in der Umfangsrichtung, was für die Erhöhung in der Länge kompensiert. Auf der Innenseite der Biegung
5 müssen die Abstände in Längsrichtung abnehmen. Es kann wiederum leicht erkannt werden, dass die Kompression, welche auf der Innenseite auftritt, darin resultiert, dass die Streben auf jeder Seite der Verbindungspunkte 542 und 538 zugeedrückt werden, und die Breite der Zelle abnimmt. Gleichzeitig werden die Streben an den Verbindungspunkten 535, 536, 537, 539, 540 und 542 weiter auseinander
10 rücken, und die Zelle wird in der Länge schmaler werden, aber in der Breite dicker, was wiederum Kompensation vorsieht. Somit wird in beiden Fällen die Vergrößerung in einer Richtung in der anderen Richtung kompensiert, um den Bereich konstanter zu machen, als er sein würde ohne die Kompensation.

15 Fig. 7 illustriert einen weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung. Der Stent nach Fig. 7 ist ebenfalls aus orthogonalen Meandermustern 301, 302 konstruiert. Die Meandermuster formen eine Reihe von miteinander verbundenen Zellen 50, 700 von zwei Typen. Der erste Zellen-Typ 50 wird durch US-Patent Nr. 5,733,303 gelehrt. Diese Zellen sind so angeordnet, daß sie alternierende Bänder
20 704 des ersten Zellen-Typs 50 und Bänder 706 des zweiten Zellen-Typs 700 bilden.

Wie in Fig. 8 dargestellt und insbesondere in Bezug auf die Zelle, die zur Erleichterung der Beschreibung gekennzeichnet ist, hat jede der '303-Zellen 50 eine
25 erste longitudinale Spitze 100 und ein zweites longitudinales Ende 78. Jede Zelle 50 ist außerdem mit einem ersten longitudinalen Ende 77 und einer zweiten longitudinalen Spitze 104, welche am zweiten longitudinalen Ende 78 angeordnet ist, versehen. Jede Zelle 50 beinhaltet außerdem ein erstes Element 51 mit einer longitudinalen Komponente mit einem ersten Ende 52 und einem zweiten Ende 53;
30 ein zweites Element 54 mit einer longitudinalen Komponente mit einem ersten Ende 55 und einem zweiten Ende 56; ein drittes Element 57 mit einer longitudi-

5 nalen Komponente mit einem ersten Ende 58 und einem zweiten Ende 59; und ein
viertes Element 60 mit einer longitudinalen Komponente mit einem ersten Ende
61 und einem zweiten Ende 62. Der Stent beinhaltet außerdem eine erste Schlaufe
oder ein gebogenes Element 63, welches einen ersten Winkel 64 definiert, der
10 zwischen dem ersten Ende 52 des ersten Elements 51 und dem ersten Ende 55 des
zweiten Elements 54 angeordnet ist. Eine zweite Schlaufe oder ein gebogenes
Element 65, welches einen zweiten Winkel 66 definiert, ist zwischen dem zweiten
Ende 59 des dritten Elements 57 und dem zweiten Ende 62 des vierten Elements
60 angeordnet und ist im allgemeinen entgegengesetzt zu der ersten Schlaufe 63
15 angeordnet. Ein erstes flexibles Kompensierungselement (oder ein Bereich eines
longitudinalen Meandermusters) 67 mit einem gebogenen Bereich und zwei Bei-
nen mit einem ersten Ende 68 und einem zweiten Ende 69 ist zwischen dem ersten
Element 51 und dem dritten Element 57 angeordnet, wobei das erste Ende 68 des
ersten flexiblen Kompensierungselements 67 mit dem zweiten Ende 53 des ersten
20 Elements 51 verbunden ist und kommuniziert, und das zweite Ende 69 des ersten
flexiblen Kompensierungselements 67 mit dem ersten Ende 58 des dritten Ele-
ments 57 verbunden ist und kommuniziert. Das erste Ende 68 und das zweite En-
de 69 sind mit einer variablen longitudinalen Distanz 70 voneinander angeordnet.
Ein zweites flexibles Kompensierungselement (oder ein Bereich eines longitudi-
25 nalen Meandermusters) 71 mit einem ersten Ende 72 und einem zweiten Ende 73
ist zwischen dem zweiten Element 54 und dem vierten Element 60 angeordnet.
Das erste Ende 72 des zweiten flexiblen Kompensierungselements 71 ist verbun-
den und kommuniziert mit dem zweiten Ende 56 des zweiten Elements 54, und
das zweite Ende 73 des zweiten flexiblen Kompensierungselements 71 ist verbun-
den und kommuniziert mit dem ersten Ende 61 des vierten Elements 60. Das erste
30 Ende 72 und das zweite Ende 73 sind mit einer variablen longitudinalen Distanz
74 voneinander angeordnet. In dieser Ausführungsform sind die ersten und zwei-
ten flexiblen Kompensierungselemente 67 und 71 und besonders die gebogenen
Bereiche davon gekrümmt.

Wenn ein gebogener Stent expandiert wird, während er sich innerhalb eines Lumens befindet, öffnen sich auch in dem Fall der Zellen 50 Zellen auf der Außenseite der Biegung in der Länge, verengen sich aber in der Breite, während die Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, in der Breite aber verdicken, um eine Dichte der Elemente pro Einheit des Oberflächenbereichs vorzusehen, die konstanter verbleibt zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung.

Insbesondere sei angemerkt, dass in Zellen auf der Außenseite der Biegung die flexiblen Verbindungselemente 67 und 71 sich öffnen werden, wobei die Abstände 70 und 74 vergrößert werden. Zusätzlich werden die Elemente 57 und 60 dichter aneinander rücken, wie auch die Elemente 51 und 54. Dies wird die Zelle weiter verlängern. Sie wird aber gleichzeitig schmaler in der Breite werden oder in der Umfangsrichtung, um für das Auföffnen der flexiblen Verbindungselemente 67 und 71 zu kompensieren. Auf der Innenseite der Biegung müssen sich die Abstände in Längsrichtung verringern. Es ist wiederum leicht zu erkennen, dass die Kompression, welche auf der Innenseite auftritt, darin resultiert, dass die Schlaufen 67 und 71 zusammengedrückt werden, und die Abstände 70 und 74 abnehmen. Gleichzeitig werden die Elemente 57 und 60 und Elemente 51 und 54 voneinander weiter wegrücken, und die longitudinalen Komponenten der Elemente 57, 60, 51 und 54 werden abnehmen, somit wird die Zelle in der Länge schmaler werden, aber dicker in der Breite. Somit wird in beiden Fällen die Vergrößerung in der einen Richtung in der anderen Richtung kompensiert, um den Bereich konstanter zu machen, als es der Fall sein würde ohne Kompensation.

25

Der zweite Zellen-Typ 700 ist in Fig. 9 dargestellt und dieselben Bezugszeichen werden verwendet, um im allgemeinen korrespondierende Bereiche der Zelle zu indizieren. Die Spitzen 100, 104 des zweiten Zellentyps 700 sind in Umfangsrichtung versetzt. Außerdem beinhaltet jedes flexible Kompensierungselement 67, 71: einen ersten Bereich oder ein Bein 79 mit einem ersten Ende 80 und einem zweiten Ende 81; einen zweiten Bereich oder ein Bein 82 mit einem ersten Ende

30

- 83 und einem zweiten Ende 84; und einen dritten Bereich oder ein Bein 85 mit einem ersten Ende 86 und einem zweiten Ende 87, wobei das zweite Ende 81 und das zweite Ende 84 durch ein gebogenes Element verbunden sind, und das erste Ende 83 und das erste Ende 86 durch ein gebogenes Element verbunden sind. Das
- 5 erste Ende eines flexiblen Kompensierungselements 67, 71 ist dasselbe wie das erste Ende 80 des ersten Bereichs 79, und das zweite Ende eines flexiblen Kompensierungselements 67, 71 ist dasselbe wie das zweite Ende 87 des dritten Bereichs 85. Ein erster Biegebereich 88 ist zwischen dem zweiten Ende 81 des ersten Bereichs 79 und dem zweiten Ende 84 des zweiten Bereichs 82 angeordnet,
- 10 wo der gebogene Bereich liegt, der diese verbindet. Ein zweiter Biegebereich 89 ist zwischen dem ersten Ende 83 des zweiten Bereichs 82 und dem ersten Ende 86 des dritten Bereichs 85 angeordnet, wo der gebogene Bereich liegt, der diese verbindet.
- 15 Während Fig. 7 ein Muster von alternierenden Zellenbändern illustriert, kann der Stent optimiert werden für eine besondere Verwendung durch Maßschneidung der Konfiguration der Bänder. Z.B. kann das Mittelband des zweiten Zellen-Typs 700 statt dessen aus Zellen 50 gebildet werden oder umgekehrt. Der zweite Zellen-Typ in Fig. 7 kann außerdem Zellen-Konfigurationen verwenden, die in Bezug auf Fig. 4 und 6 beschrieben wurden. Die Zellen-Konfigurationen von Fig. 4
- 20 und 6 sehen den Vorteil vor, daß sie kein Drehmoment eines Bereichs einer Zelle relativ zu einem anderen Bereich einer Zelle um die longitudinale Achse bei der Expansion hervorrufen wird, was passieren kann, wenn der zweite Zellen-Typ 700 expandiert, wobei ein solches Drehmoment eine Deformierung und ein Herausstechen eines Stents hervorrufen könnte.
- 25

Wie in Fig. 7 illustriert, sind alle der flexiblen Kompensierungselemente so angeordnet, daß sich der Weg der flexiblen Kompensierungselemente von links nach rechts in einer im allgemeinen abwärts gerichteten Richtung erstreckt. Die Zellen

30 700 können außerdem so angeordnet sein, daß die flexiblen Kompensierungselemente in einem Band in einer im allgemeinen aufwärts gerichteten Richtung an-

geordnet sind, und die flexiblen Kompensierungselemente in einem angrenzenden Band sind in einer im allgemeinen abwärts gerichteten Richtung angeordnet. Ein Fachmann kann leicht diese Modifikationen durchführen.

5 Fig. 10 ist eine schematische Darstellung, welche die Zellen 804 der vorliegenden Erfindung, welche drei Punkte aufweisen, wo sich die verschlungenen ersten und zweiten Meandermuster treffen und in diesem Sinne dreieckige oder triangulare Zellen sind, mit den Zellen 802 des '303-Stents vergleicht, welche vier Punkte aufweisen, wo sich die verschlungenen ersten und zweiten Meandermuster treffen
10 und in diesem Sinne viereckige oder rechteckige Zellen sind. Insbesondere ist auf der linken Seite von Fig. 10 ein Paar von vertikalen Meandermustern 806, 826 durch Elemente 808, 810, 812 (welche Bereiche des longitudinalen Meandermusters sind) verbunden, um eine Vielzahl von dreieckigen oder triangularen Zellen 804 zu bilden. Mit triangularen Zellen ist gemeint, daß dort drei Bereiche
15 810, 812, 814 vorhanden sind, wobei jeder Schlaufen-Bereiche aufweist und drei zugeordnete Punkte 816, 818, 820 von deren Verbindung, jede Zelle bildend.

Auf der rechten Seite von Fig. 10 ist ein Paar von vertikalen Meandermustern 822, 824 miteinander durch Kompensierungselemente 828, 830, 832, 834 (welche
20 Bereiche eines longitudinalen Meanders sind) verbunden, um eine Vielzahl von rechteckigen Zellen 804 zu bilden. Mit rechteckigen Zellen ist gemeint, daß vier Bereiche vorhanden sind, wobei jeder Schlaufen-Bereiche aufweist und vier zugeordnete Punkte von deren Verbindung, jede Zelle bildend. Z.B. wird die schattierte Zelle 802 gebildet aus vier Bereichen 832, 836, 830, 838 mit vier zugeordneten
25 neten Punkten von deren Verbindung 840, 842, 844, 846.

Sowohl die rechteckigen Zellen als auch die triangularen Zellen haben zwei Arten von Bereichen mit Schlaufen. Die erste Art eines eine Schlaufe enthaltenden Bereichs wird gebildet aus einem vertikalen Meandermuster und ist vorwiegend optimiert, um radiale Stützung zu ermöglichen. Die zweite Art eines eine Schlaufe
30 enthaltenden Bereichs ist vorwiegend optimiert um Flexibilität entlang der longi-

tudinalen Achse der Stents zu ermöglichen. Obgleich jeder eine Schlaufe enthaltende Bereich vorwiegend optimiert ist, um ein gewünschtes Merkmal des Stents zu ermöglichen, sind die Bereiche miteinander verbunden und kooperieren, um die Merkmale des Stents zu definieren. Deshalb trägt die erste Art eines Bereichs, der eine Schlaufe enthaltenden Bereichs zu der longitudinalen Flexibilität des Stents bei, und die zweite Art eines Bereichs, der eine Schlaufe enthaltenden Bereichs trägt zu der radialen Stützung des Stents bei.

In der rechteckigen Zelle 802 kann gesehen werden, dass die zweite Art von einem Bereich, der eine Schlaufe enthaltenden Bereichen 830, 832 jeweils einen Biegungspunkt 848, 850 aufweisen. In den triangularen Zellen weisen die Bereiche, die eine Schlaufe enthaltende Bereiche 810, 812 jeweils zwei Biegungspunkt-Bereiche 852, 854, 856, 858 auf. Die höhere Anzahl von Biegungspunkten erlaubt mehr Freiheit, um nach Expansion des Stents zu deformieren und verteilt die Deformation über einen längeren Bereich, so daß die maximale Spannung entlang dieser Bereiche reduziert wird.

Weiter kann gesehen werden, daß eine rechteckige Zelle 802 sich entlang der longitudinalen Achse des Stents im allgemeinen weiter erstreckt als eine triangulare Zelle 804, welche sich entlang dem Umfang des Stents im allgemeinen erstreckt. Dies trägt ebenfalls zu einer größeren Flexibilität nach Expansion bei.

Falls die ersten Meandermuster 806, 822, 824, 826 beider Zellen-Typen identisch konstruiert sind und um denselben Betrag beabstandet sind, ist der Bereich einer triangularen Zelle 804 derselbe wie bei einer rechteckigen Zelle 802. Dies kann leichter verstanden werden unter Bezugnahme auf ein Zellen-Band um den Umfang eines Stents. Jedes Band wird denselben Bereich einschließen, und jedes Band wird dieselbe Anzahl an Zellen haben. Dementsprechend wird der Bereich jeder Zelle in einem aus rechteckigen Zellen gebildeten Band derselbe sein wie der Bereich jeder Zelle in einem anderen aus triangularen Zellen gebildeten Band.

Obgleich die Bereiche der Zellen gleich sind, ist die Begrenzungslinie der triangularen Zelle größer als die Begrenzungslinie der rechteckigen Zelle. Deshalb bietet eine triangulare Zelle im Vergleich zu einer rechteckigen Zelle eine gesteigerte Abdeckung einer Gefäßwand.

5

In den besonderen oben beschriebenen Ausführungsformen ist der Stent im wesentlichen einheitlich über seine gesamte Länge. Jedoch sind auch andere Anwendungen möglich, wo Bereiche des Stents angepaßt sind, um verschiedene Charakteristika vorzusehen. Z.B., wie in Fig. 11 gezeigt, kann ein Band von Zellen
10 850 konstruiert werden, um andere Flexibilitätsmerkmale oder andere radiale Kompressionsmerkmale vorzusehen als die verbleibenden Zellen-Bänder durch Alternierung der Breiten und Längen der Elemente, aus denen das Band hergestellt ist. Oder, der Stent kann angepaßt werden, um einen gesteigerten Zugang zu einem Seitenzweig-Lumen vorzusehen durch Vorsehen von wenigstens einer
15 Zelle 852, welche in ihrer Abmessung größer ist als die verbleibenden Zellen, oder durch Vorsehen eines gesamten Bandes von Zellen 854, welches in seiner Abmessung größer ist als die anderen Zellen-Bänder. Oder, der Stent kann konstruiert werden, um auf verschiedene Durchmesser entlang der Länge des Stents zu expandieren. Der Stent kann außerdem nach der Bildung des Stents behandelt
20 werden durch Beschichtung des Stents mit Medizin, durch Beschichten des Stents mit einem schützenden Material, durch Platzieren des Stents mit einem Röntgenstrahlen-undurchlässigen Material oder durch Beschichten der Stents mit einem Material.

25 Fig. 12 und 13 zeigen alternative Muster für einen Stent, der entsprechend den Prinzipien der vorliegenden Erfindung konstruiert ist. Der in Fig. 12 gezeigte Stent hat zwei Zellen-Bänder 856, die jeweils am nahen Ende 860 und am entfernten Ende 862 lokalisiert sind. Die Zellen, welche die Zellen-Bänder 856 bilden, die an den Enden des Stents lokalisiert sind, sind '303-Typ-Zellen. Die
30 verbleibenden Zellen im Stent sind dieselben wie beschrieben in Bezug auf die Zellen 500, dargestellt in Fig. 6. Der in Fig. 13 gezeigte Stent hat alternierende

Zellen-Bänder 864, 866, 868. Der erste Typ von Zellen-Bändern 864 ist zusammengesetzt aus 303-Typ-Zellen. Die zweiten und dritten Typen von Zellen-Bändern 866, 868 sind gebildet aus den Zellen, die beschrieben sind in Bezug auf die Zellen 500, dargestellt in Fig. 4. Selbstverständlich kann jegliche anderweitige
5 Kombination von Zellen in der vorliegenden Erfindung verwendet werden.

Was beschrieben ist, ist daher ein longitudinal flexibler Stent, der eine geschlossene Zellstruktur verwendet, um eine exzellente Abdeckung der Gefäßwand vorzusehen. Die hier beschriebenen allgemeinen Konzepte können verwendet werden, um Stents zu bilden mit anderen Konfigurationen als die hier besonders be-
10 schriebenen Ausführungsformen. Z.B. können die allgemeinen Konzepte verwendet werden, um verzweigende Stents zu bilden. Es wird von Fachleuten anerkannt werden, daß die vorliegende Erfindung nicht beschränkt ist auf das, was besonders gezeigt und oben beschrieben worden ist. Vielmehr ist der Umfang der vor-
15 liegenden Erfindung definiert durch die folgenden Ansprüche.

20108764.2
Medinol Ltd.

7. August 2001
K35945GBM Al/No/Pts/rd

ANSPRÜCHE

1. Stent zum Offenhalten eines Blutgefäßes, aufweisend:
 - 5 a) einen ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich (301e), wobei der erste eine Schlaufe enthaltende Bereich im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wobei die Schlaufen in dem eine erste Schlaufe enthaltenden Bereich mit einer ersten Frequenz auftreten;
 - b) ein zweiter eine Schlaufe enthaltender Bereich (301o), wobei der zweite
10 eine Schlaufe enthaltende Bereich im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wobei die Schlaufen in dem zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich ebenfalls mit einer ersten Frequenz auftreten; und
 - c) ein dritter eine Schlaufe enthaltender Bereich (513, 516, 519, 522, 525,
15 528) wobei die Schlaufen in dem dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereich mit einer zweiten Frequenz auftreten, die höher als die erste Frequenz ist, welcher in dem im Allgemeinen umfänglichen Raum zwischen den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen angeordnet ist und alternierend mit den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen verbunden ist,
 - 20 d) wobei die Schlaufen in den ersten, zweiten und dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen angeordnet und angepasst sind, um derartig zusammenzuwirken, dass, wenn der expandierte Stent sich in einem gebogenen Lumen befindet, Zellen auf der Außenseite der Biegung in der Länge geöffnet werden, sich aber umfänglich verengen werden, während Zellen
25 auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen werden, umfänglich aber breiter werden.
2. Stent gemäß Anspruch 1, wobei Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung in der Länge öffnen, sich umfänglich

lich aber verengen, und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich umfänglich aber weiten, in einer konstanteren Dichte an Stentelementbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite nur verlängert würden und Zellen auf der Innenseite nur verkürzt würden.

3. Stent gemäß Anspruch 1, wobei eine Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, und sich Zellen auf der Innenseite der Biegung in der Länge verkürzen, aber umfänglich weiten, in einem konstanteren Stentzellenbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert als wenn Zellen auf der Außenseite nur verlängert werden und Zellen auf der Innenseite nur verkürzt werden.

4. Stent zum Aufweiten eines Blutgefäßes in dem menschlichen Körper, aufweisend:

- a) eine Vielzahl von ersten umfänglichen Bändern, welche ein Muster von Schlaufen mit einer ersten Frequenz aufweisen;
- b) eine Vielzahl von zweiten umfänglichen Bändern, welche ein Muster von Schlaufen mit einer zweiten Frequenz aufweisen, die höher ist als die erste Frequenz, welche mit den ersten umfänglichen Bändern alternierend sind, und periodisch daran gekoppelt sind, um Zellen zu bilden,
- c) wobei Schlaufen in den Bändern angeordnet und angepasst sind, um derartig zusammenzuwirken, dass wenn der expandierte Stent sich in einem gebogenen Lumen befindet, Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, während Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, aber umfänglich aufweiten.

5. Stent gemäß Anspruch 4, wobei eine Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber

- umfänglich verengen, und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten, in einer konstanten Dichte an Stentelementbereichs zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.
- 5
6. Stent gemäß Anspruch 4, wobei eine Kombination, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten, in einem konstanten Stentzellenbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, selbst wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.
- 10
7. Stent zum Offenhalten eines Blutgefäßes, welcher aus einer Vielzahl von triangularen Zellen gebildet ist, wobei jede triangulare Zelle aufweist:
- 15
- a) einen ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich, wobei der erste eine Schlaufe enthaltende Bereich im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist;
- 20
- b) einen zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich, der mit dem ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich an einem ersten Verbindungspunkt verbunden ist; und
- 25
- c) einen dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereich, der mit dem ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich an einem zweiten Verbindungspunkt verbunden ist und mit dem zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich an einem dritten Verbindungspunkt verbunden ist,
- 30
- d) wobei Schlaufen in den Zellen angeordnet und angepasst sind, um derartig zusammenzuwirken, dass wenn der expandierte Stent in einem gebogenen Gefäß ist, Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, während Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich umfänglich aber aufweiten.

8. Stent gemäß Anspruch 7, wobei eine Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten, in einer konstanten Dichte an Stentelementbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und die Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.
9. Stent gemäß Anspruch 7, wobei eine Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten, in einem konstanten Stentzellenbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.
10. Stent zum Aufweiten eines Gefäßes in dem menschlichen Körper, aufweisend:
- a) eine Vielzahl von ersten Meandermustern;
- b) eine Vielzahl von zweiten Meandermustern, welche mit den ersten Meandermustern verschlungen sind, um trianguläre Zellen zu bilden, wobei die ersten Meandermuster und die zweiten Meandermuster angeordnet und angepasst sind, um derartig zusammenzuwirken, dass nach Expansion des Stents, wenn der Stent in einem gebogenen Gefäß angeordnet ist, Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, während Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten.
11. Stent gemäß Anspruch 10, wobei eine Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich

5 aber umfänglich verengen, und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten, in einer konstanteren Dichte an Stentelementbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.

12. Stent gemäß Anspruch 10, wobei eine Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich
10 in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten, in einem konstanteren Stentzellenbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.

15 13. Multizellulärer Stent zum Offenhalten eines Lumens, aufweisend:
a) eine Vielzahl von geraden und ungeraden vertikalen Meandermustern, wobei die ungeraden vertikalen Meandermuster zwischen jeden zwei geraden vertikalen Meandermustern angeordnet sind, und außer Phase mit den geraden vertikalen Meandermustern sind,
20 b) eine Vielzahl von geraden und ungeraden horizontalen Meandermustern, wobei die ungeraden horizontalen Meandermuster zwischen jeden zwei geraden horizontalen Meandermustern angeordnet sind,
c) wobei die vertikalen Meandermuster mit den horizontalen Meandermustern verschlungen sind, um eine Vielzahl von triangularen Zellen zu
25 bilden,
d) wobei die horizontalen Meandermuster und die vertikalen Meandermuster angeordnet und angepasst sind, um derartig zusammenzuwirken, dass nach einer Expansion des Stents, wenn der Stent in einem gebogenen Lumen angeordnet ist, sich Zellen auf der Außenseite der Biegung in der
30 Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, während Zellen auf der In-

nenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten.

14. Stent gemäß Anspruch 13, wobei eine Kompensation, welche auftritt,
5 wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten, in einer konstanteren Dichte an Stentelementbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite
10 sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.
15. Stent gemäß Anspruch 13, wobei eine Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen, und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich
15 in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten, in einem konstanteren Stentzellenbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.
- 20 16. Expandierbarer Stent, welcher eine Vielzahl von eingeschlossenen flexiblen Räumen aufweist, wobei die Vielzahl von eingeschlossenen flexiblen Räumen enthält:
- a) ein erstes Element (501), welches ein erstes Ende (502) und ein zweites Ende (503) aufweist;
- 25 b) ein zweites Element (504), welches ein erstes Ende (505) und ein zweites Ende (506) aufweist;
- c) ein drittes Element (507), welches ein erstes Ende (508) und ein zweites Ende (509) aufweist;
- d) ein viertes Element (510), welches ein erstes Ende (511) und ein zweites
30 Ende (512) aufweist;

- wobei das erste Ende (502) des ersten Elements mit dem ersten Ende (505) des zweiten Elements kommuniziert, wobei das zweite Ende (506) des zweiten Elements mit dem zweiten Ende (509) des dritten Elements kommuniziert, und wobei das erste Ende (508) des dritten Elements mit dem ersten Ende des vierten Elements (511) kommuniziert;
- 5 e) wobei das erste Element und das zweite Element an ihren Enden mit dem gebogenen Abschnitt (535) eine erste Schlaufe (530) bilden;
- f) wobei das dritte Element und das vierte Element an ihren Enden mit ihrem gebogenen Abschnitt (537) eine zweite Schlaufe (531) bilden;
- 10 g) ein fünftes Element (513), welches ein erstes Ende (514) und ein zweites Ende (515) aufweist;
- h) ein sechstes Element (516), welches ein erstes Ende (517) und ein zweites Ende (518) aufweist;
- i) ein siebtes Element (519), welches ein erstes Ende (520) und ein zweites Ende (521) aufweist;
- 15 j) ein achtes Element (522), welches ein erstes Ende (523) und ein zweites Ende (524) aufweist;
- k) ein neuntes Element (525), welches ein erstes Ende (526) und ein zweites Ende (527) aufweist; und
- 20 l) ein zehntes Element (528), welches ein erstes Ende (529) und ein zweites Ende (530) aufweist,
- wobei das erste Ende (514) des fünften Elements mit dem zweiten Ende des ersten Elements (503) gekoppelt ist, wobei das zweite Ende (515) des fünften Elements mit dem zweiten Ende (518) des sechsten Elements kommuniziert, wobei das erste Ende (516) des sechsten Elements mit dem ersten Ende (519) des siebten Elements kommuniziert, wobei das zweite Ende des siebten Elements (521) mit dem zweiten Ende des achten Elements (524) kommuniziert, wobei das erste Ende (523) des achten Elements mit dem ersten Ende (526) des neunten Elements kommuniziert,
- 25 wobei das zweite Ende (527) des neunten Elements mit dem zweiten Ende (530) des zehnten Elements kommuniziert, und wobei das erste Ende (529)
- 30

des zehnten Elements mit dem zweiten Ende (512) des vierten Elements gekoppelt ist;

m) wobei das fünfte Element und das sechste Element an ihren Enden mit dem gebogenen Abschnitt (539) eine dritte Schlaufe bilden;

5 n) wobei das siebte Element und das achte Element an ihren Enden mit dem gebogenen Abschnitt (540) eine vierte Schlaufe bilden; und

o) wobei das neunte Element und das zehnte Element an ihren Enden mit dem gebogenen Abschnitt (541) eine fünfte Schlaufe bilden, wobei, wenn der expandierte Stent sich in einem gebogenen Lumen befindet, Zellen auf der Außenseite der Biegung an Verbindungspunkten der ersten und fünften und vierten und zehnten Elemente, die Zellen öffnen, wobei die Länge der Zelle vergrößert wird, und an jedem der ersten bis fünften Schlaufen, die benachbarten Elemente näher zueinander kommen, um zu bewirken, dass die Zelle umfänglich enger wird, und die Vergrößerung in der Länge ausgleicht, wobei die Zellen auf der Innenseite der Biegung an Verbindungspunkten der ersten und fünften und vierten und zehnten Elemente die Zellen schließt, wobei die Länge der Zelle verringert wird und an jedem der ersten bis fünften Schlaufen die benachbarten Elemente sich auseinander bewegen, um zu bewirken, dass die Zelle umfänglich breiter wird, und die Abnahme in der Länge ausgleicht.

17. Stent gemäß Anspruch 16, wobei die Kompensation, welche auf der Außenseite der Biegung und auf der Innenseite der Biegung auftritt, in einer konstanteren Dichte an Stentelementbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.

18. Stent gemäß Anspruch 16, wobei die Kompensation, welche auf der Außenseite der Biegung und auf der Innenseite der Biegung auftritt, in einem konstanteren Stentbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der

Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.

19. Multizellulärer Stent, aufweisend:
- 5 eine Vielzahl von Bändern von rechteckigen Zellen, wobei jede rechteckige Zelle eine erste Schlaufe aufweist, die im Allgemeinen in Längsrichtung gegenüber einer zweiten Schlaufe angeordnet ist, und ein erstes Paar von flexiblen Kompensationselementen, die mit den Beinen der ersten und zweiten Schlaufen verbunden sind;
- 10 eine Vielzahl von Bändern von triangularen Zellen, wobei jede triangulare Zelle einen ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich aufweist, der im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, einen zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich, der mit dem ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich verbunden ist, und einen dritten eine Schlaufe enthaltenden
- 15 Bereich, der mit dem ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich und dem zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich verbunden ist, und wobei Schlaufen sowohl in rechteckigen und triangularen Zellen angeordnet und angepasst sind, um derartig zusammenzuwirken, dass, wenn der expandierte Stent sich in einem gebogenen Gefäß befindet, Zellen auf der
- 20 Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, aber umfänglich verengen, während Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten.
20. Multizellulärer Stent gemäß Anspruch 19, wobei jedes Band von Zellen an
- 25 den Enden des Stents aus rechteckigen Zellen gebildet ist.
21. Multizellulärer Stent gemäß Anspruch 19, wobei:
- jede Zelle in der Vielzahl von Bändern von triangularen Zellen eine dritte Schlaufe enthält, die im Allgemeinen in Längsrichtung gegenüber einer
- 30 dritten Schlaufe angeordnet ist, und ein zweites Paar von flexiblen Elementen, die mit den Zellabschnitten verbunden sind, welche die dritten

- und vierten Schlaufen enthalten, um eine Zelle zu bilden, wobei die Bänder der zweiten Zellen mit den Bändern der ersten Zellen verschachtelt sind, und wobei die erste Schlaufe und die zweite Schlaufe im Wesentlichen entlang einer Längsachse der Stents ausgerichtet sind, und wobei die
- 5 dritte Schlaufe und die vierte Schlaufe entlang der Längsachse versetzt sind.
22. Multizellulärer Stent gemäß Anspruch 19, 20 oder 21, wobei die Bänder von triangularen Zellen mit Bändern von rechteckigen Zellen verschachtelt
- 10 sind, um den Stent zu bilden.
23. Stent gemäß irgendeinem der Ansprüche 19-22, wobei eine Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen und Zellen auf der Innenseite
- 15 der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich aufweiten, in einer konstanteren Dichte an Stentelementbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.
- 20
24. Stent gemäß irgendeinem der Ansprüche 19 bis 22, wobei eine Kompensation, welche auftritt, wenn Zellen auf der Außenseite der Biegung sich in der Länge öffnen, sich aber umfänglich verengen und Zellen auf der Innenseite der Biegung sich in der Länge verkürzen, sich aber umfänglich
- 25 aufweiten, in einem konstanteren Stentzellenbereich zwischen der Innenseite und der Außenseite der Biegung resultiert, als wenn die Zellen auf der Außenseite sich nur verlängern, und Zellen auf der Innenseite sich nur verkürzen.
- 30 25. Stent gemäß irgendeinem der vorherigen Ansprüche, wobei der Stent mit einer Medizin beschichtet ist, und die Kompensation in einer gleichmäßi-

geren Dosis resultiert, welche auf die Innenwand des Lumens aufgebracht wird.

- 5 26. Stent gemäß Anspruch 25, wobei die gleichmäßigere Dosis die Möglichkeit verhindert, dass eine toxische Dosis auf den einen Bereich angewendet wird, während eine weniger als effektive Dosis auf einen weiteren Bereich angewendet wird.
- 10 27. Stent gemäß irgendeinem der vorherigen Ansprüche, wobei der Stent ein selbst-expandierender Stent ist.
- 15 28. Stent gemäß irgendeinem der Ansprüche 1-25, wobei der Stent ein Ballon-Expandierter ist.

FIG. 1
(Stand der Technik)

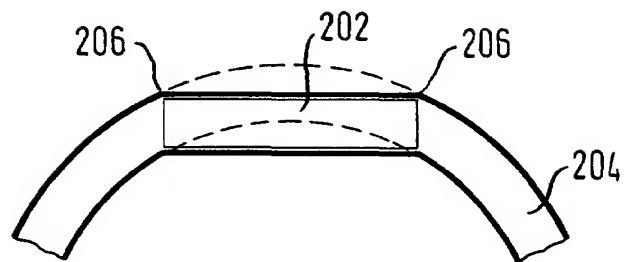
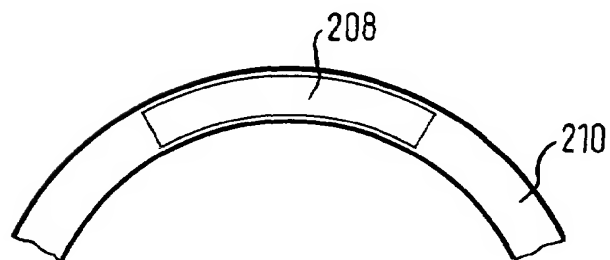


FIG. 2



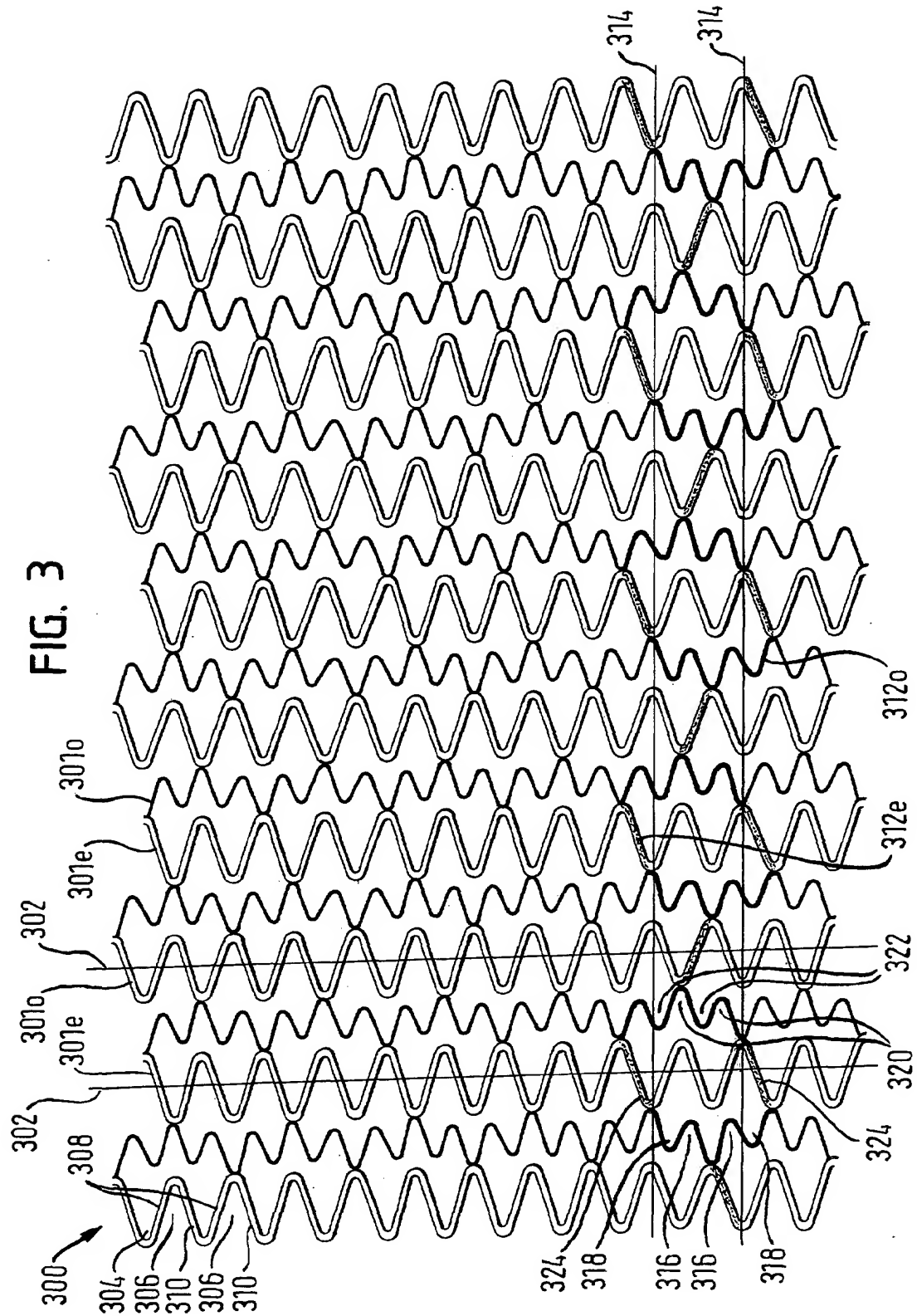


FIG. 4

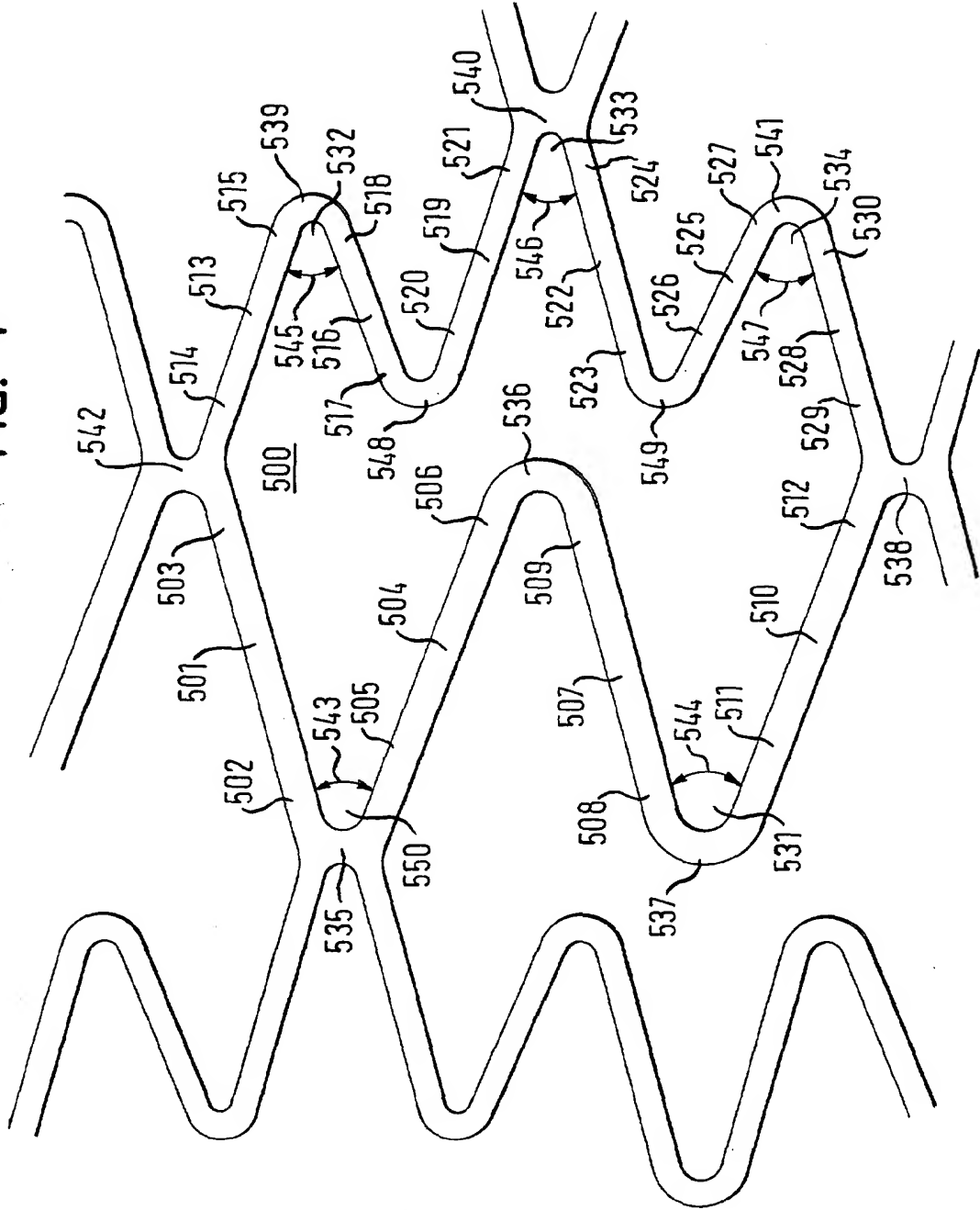


FIG. 5

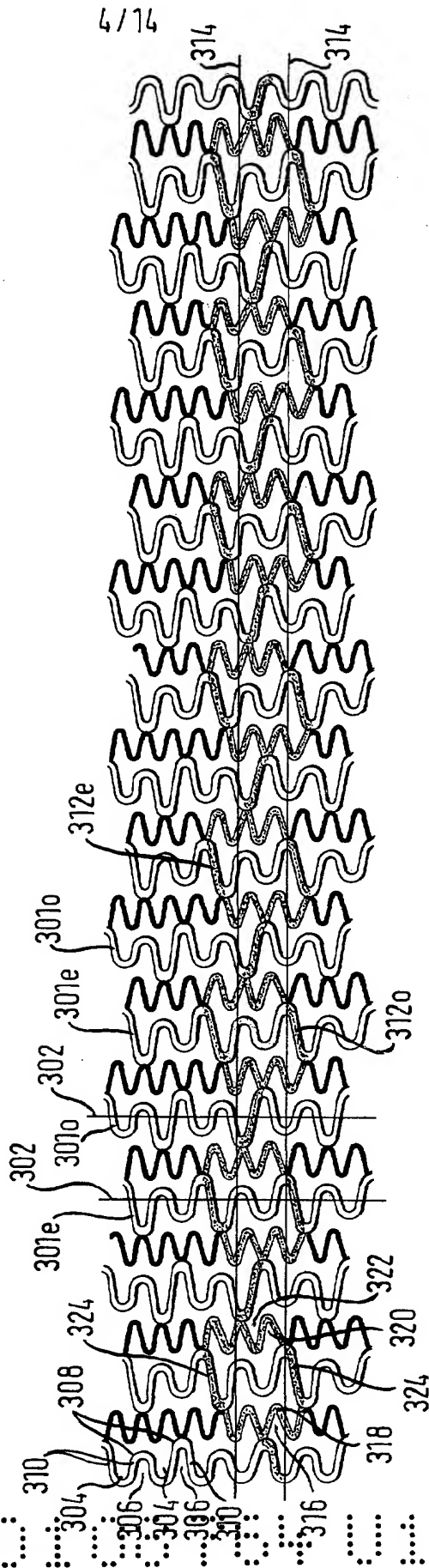


FIG. 6

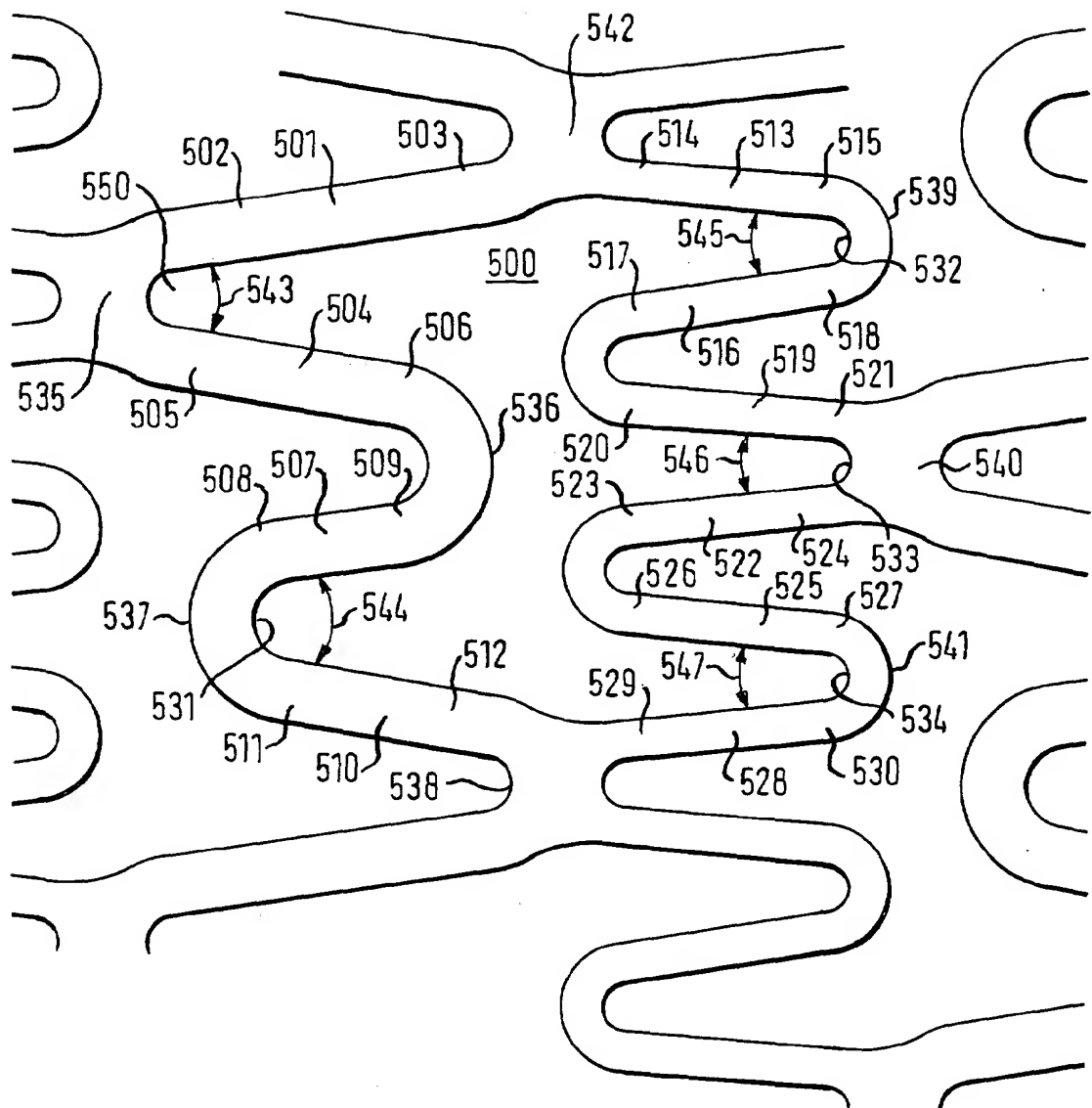
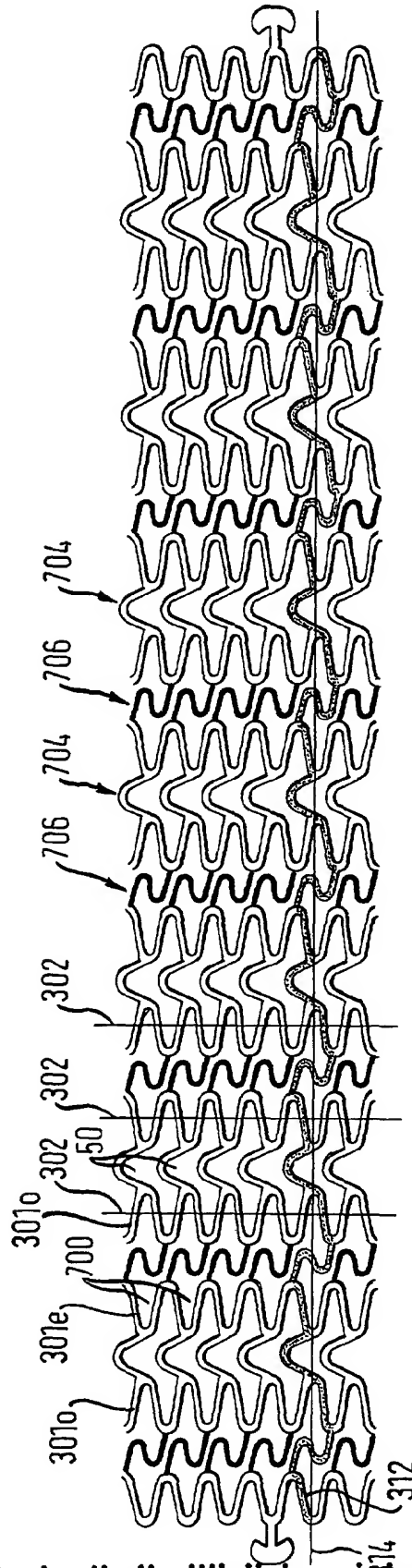


FIG. 7

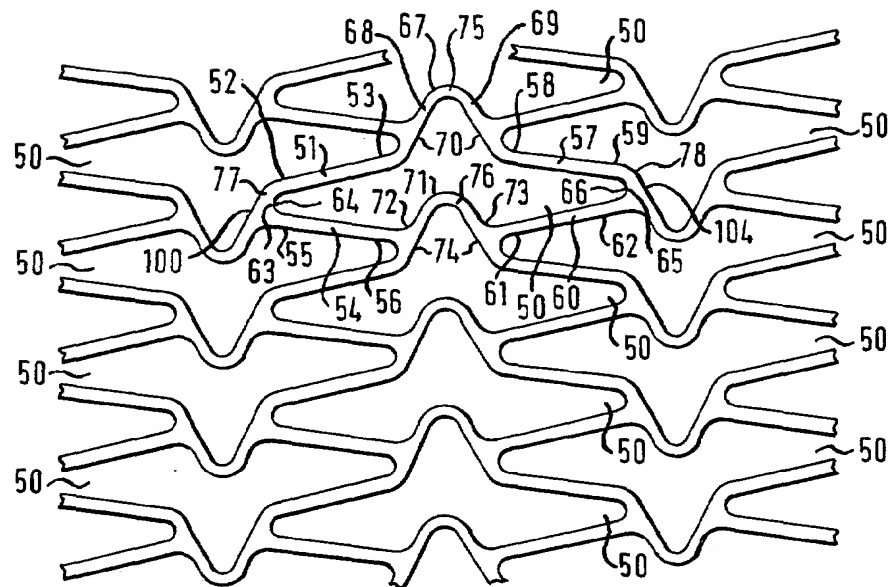


21.09.01

7/14

FIG. 8

(Stand der Technik)



DE 20108764 U1

FIG. 9

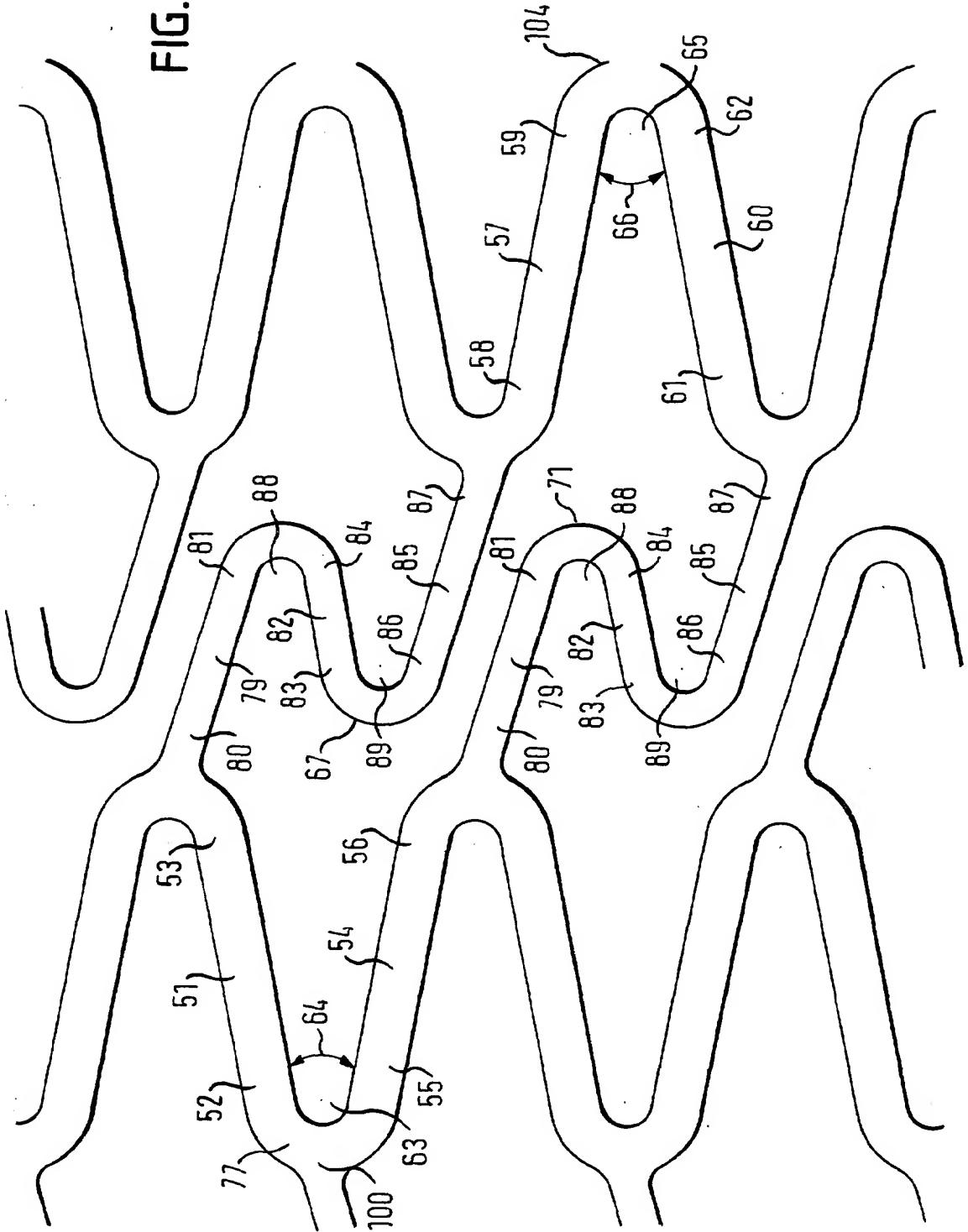
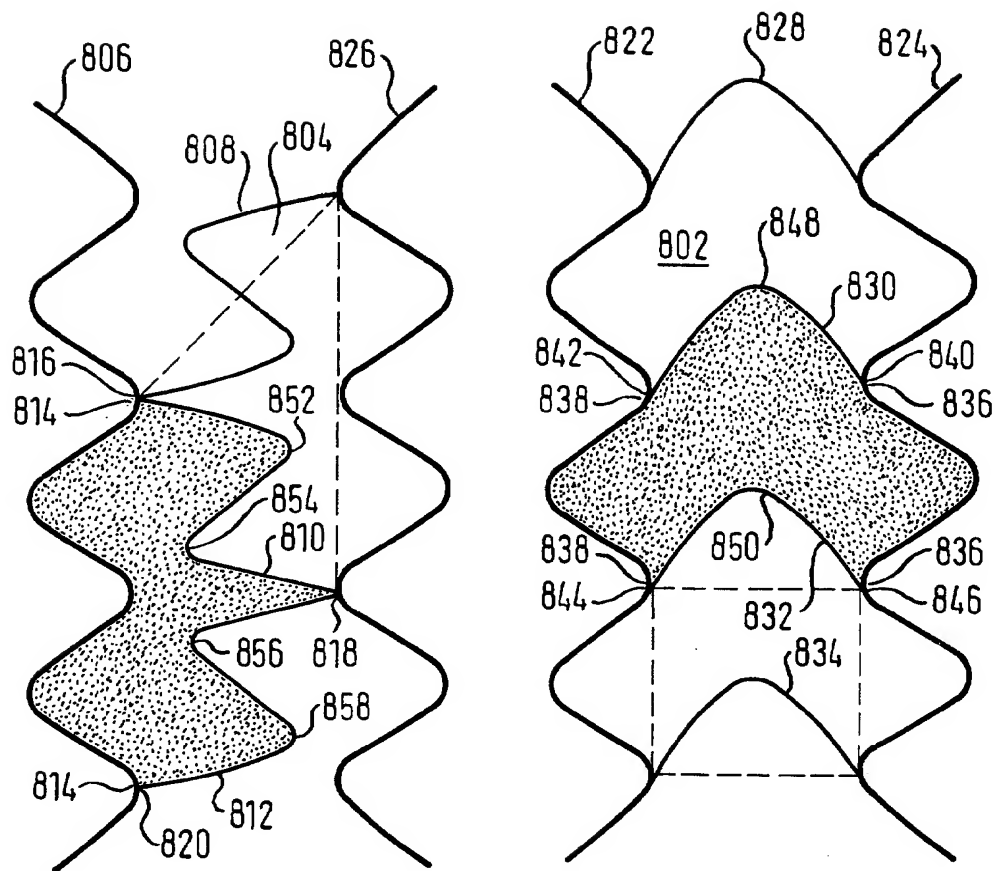


FIG. 10



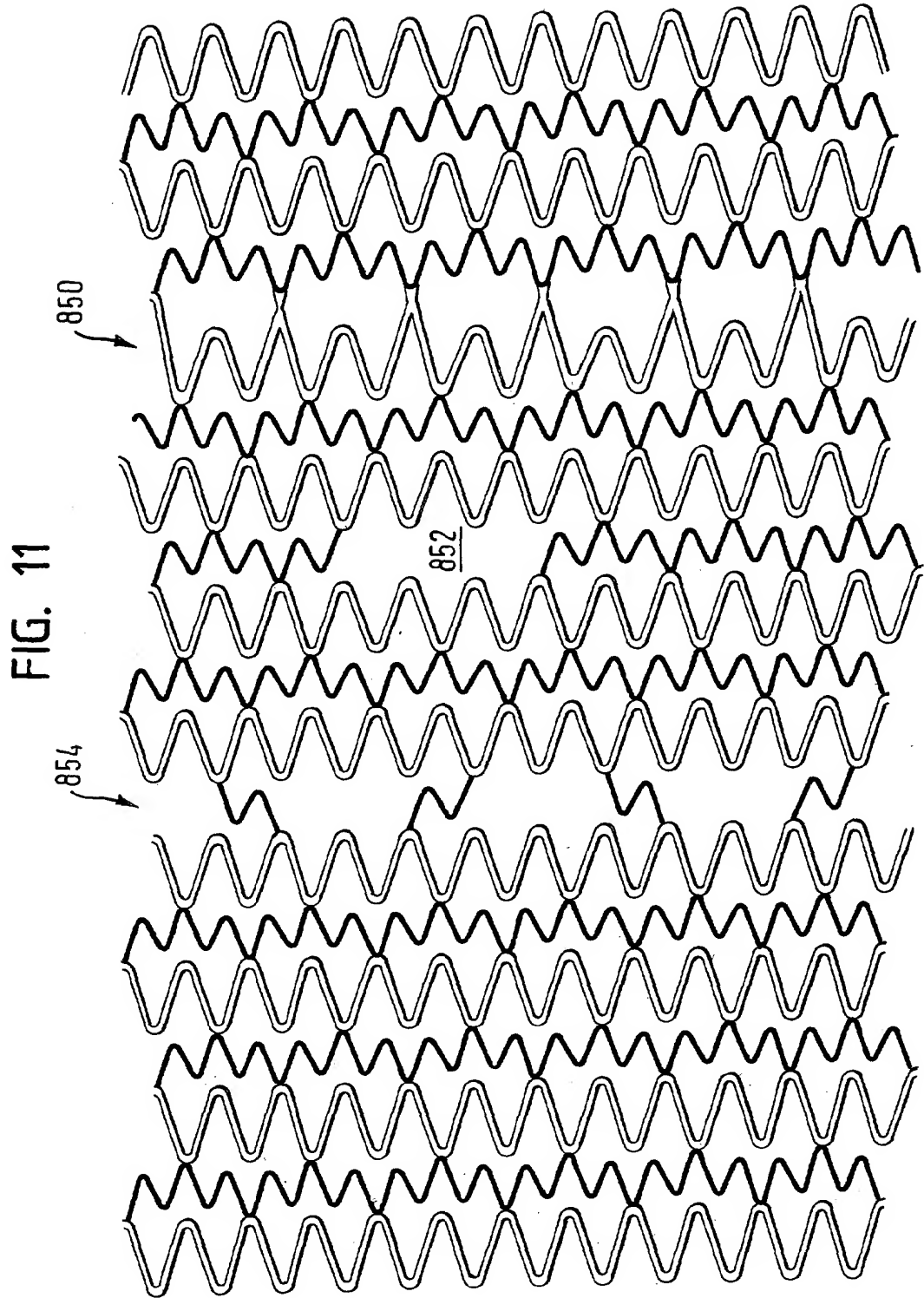


FIG. 12

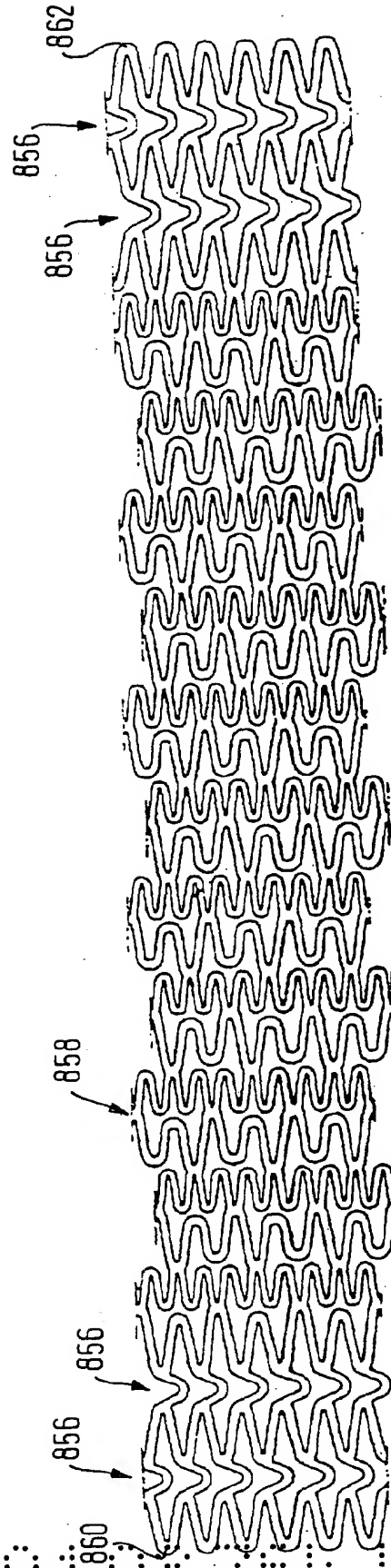


FIG. 13

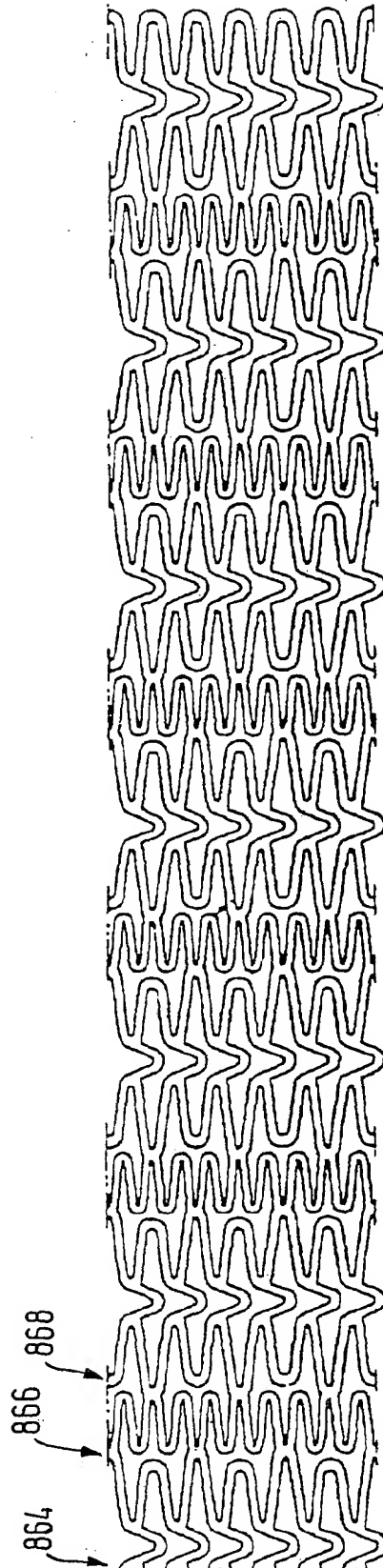


FIG. 14

